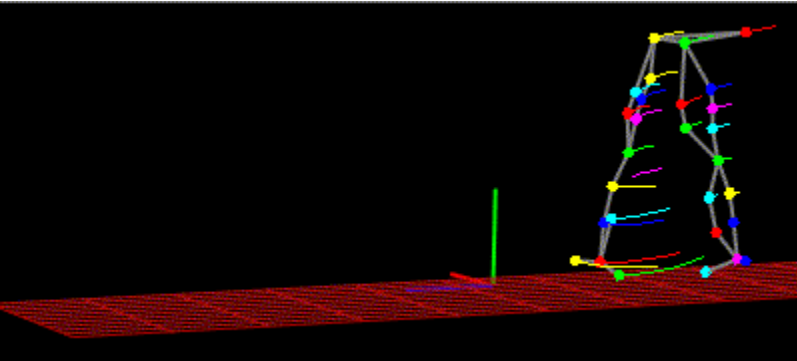


Волгоградский государственный медицинский университет
Кафедра теоретической биохимии с курсом клинической биохимии

Механические свойства тканей



Лекции по медицинской биофизике, 2008
(С дополнениями для самостоятельной работы)

План:

- 1. Биомеханические процессы в природе**
- 2. Биомеханические процессы в биохимии.**
- 3. Биомеханические модели тканей.**
- 4. Модель коллагено-эластинового волокна.**
- 5. Механические свойства мышц. Природа упругости скелетных мышц.**
- 6. Механические свойства костей.**
- 7. Механические процессы в легких. Уравнение Лапласа. P-V – диаграммы. Гистерезис сжатия-растяжения. Работа выдоха.**

Биомеханика — раздел биофизики, изучающий механические аспекты строения и функционирования биологических систем и их взаимодействия с окружающей средой.

Изучаемые уровни исследования макромолекулы, клетки, ткани (биореология), органы, системы органов, а также целые организмы и их сообщества.

Что изучает:

- реакцию на внешние механические воздействия (например, вибрацию, удар, акустическое излучение, перегрузки или невесомость) и их механические ответы на немеханические воздействия,
- механические факторы, вызывающие развитие патологического процесса, и механические проявления этого процесса

Примеры

- изменение гидравлического сопротивления сосудов в результате действия химического вещества на их гладкую мускулатуру
- образование атеросклеротических бляшек вследствие изменения условий движения крови.

Биомеханика — раздел биофизики, изучающий механические аспекты строения и функционирования биологических систем и их взаимодействия с окружающей средой.

Биомеханические исследования охватывают различные уровни организации живой материи: биологические макромолекулы, клетки, ткани (биореология), органы, системы органов, а также целые организмы и их сообщества. Биомеханика изучает, в частности, реакцию клеток, тканей, органов, систем органов и организма человека в целом на внешние механические воздействия (например, вибрацию, удар, акустическое излучение, перегрузки или невесомость) и их механические ответы на немеханические воздействия, например изменение гидравлического сопротивления сосудов в результате действия химического вещества на их гладкую мускулатуру; исследует механические факторы, вызывающие развитие патологического процесса, и механические проявления этого процесса, например образование атеросклеротических бляшек вследствие изменения условий движения крови.

Для изучения биомеханических явлений используются методы теоретической и прикладной механики (например, измерение скорости движения жидкостей и газов в организме, создание физических моделей) в сочетании с методами, применяемыми в биологии и медицине (например, плетизмография, ультразвуковая диагностика). Б. разрабатывает принципиальные основы новых методов диагностики и наблюдения за состоянием больного — таких, например, как определение радиационных нарушений в структуре ДНК по вязкости ее растворов, оценка агрегируемости эритроцитов по показателям вязкости крови, ультразвуковое зондирование сердца и сосудов и др.; создает математические модели, позволяющие при помощи ЭВМ вычислять недоступные прямому измерению (например, во время операции) параметры кровообращения.

Результаты биомеханических исследований лежат в основе инженерных расчетов при разработке новых или усовершенствовании имеющихся медицинских приборов, создании различного рода протезов и экстракорпоральных систем, хирургических инструментов, а также используются для расчета и оптимизации конструкций тренажеров и спортивных снарядов, специальной одежды. Наиболее эффективно достижения Б. реализуются в травматологии и ортопедии при создании эндопротезов с учетом адаптационных свойств тканей.

<http://medarticle.moslek.ru/articles/8754.htm>



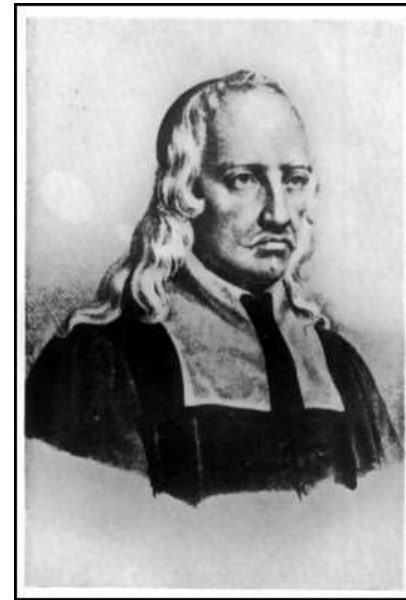
Галилео Галилей (1564-1642)

- Измерение пульса, используя постоянство периода колебаний маятника
- Изобретение термоскопа
- Современная концепция микроскопа



Уильям Гарвей (1578-1658)

Открытие циркуляции крови (1615)



Джованни Альфонсо Борелли (1608-1679)

***“On Motion of the Animals”* (1680):**

описание движения мышц и динамики тела



Роберт Гук (1635-1703)

“Micrographia” (1664)

Законы Гука в механике

Термин «клетка» в биологии



Леонард Эйлер (1707-1783)

- Обобщение законов Ньютона в частных дифференциальных уравнениях для континуума
- Пульсовая волна в артериях



Исаак Ньютон (1642-1727)

- Законы движения
- уравнение для вязкой жидкости
- первые основы современной биомеханики



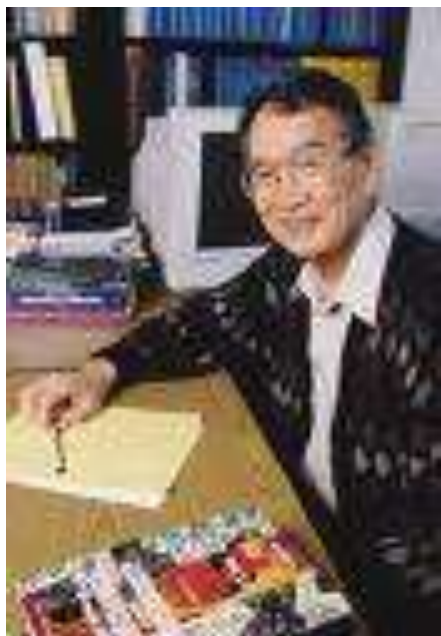
Германн фон Гельмгольц (1821-1894)

- Механизм фокусирования глаза
- Хроматическая теория цветового зрения
- Механизм слуха



Арчибальд Вивиан Хилл (1886-1977)

- Механика мышц
 - Модель мышечного сокращения
- Нобелевская премия по физиологии и медицине, 1922 г.



Yuan-cheng Fung (1919-) современный ведущий специалист в области биомеханики

- Механические свойства тканей
- Механика циркуляции
- Механика легких





<http://www.psychology-online.net/gallery/images/img-103.html>

Бернштейн Николай Александрович (1896-1966) — отечественный психофизиолог, создатель концепций «физиологии активности» и уровней построения движений, лауреат Сталинской (Государственной) премии (1947), автор трудов по проблемам психофизиологии трудовых, спортивных и др. движений и действий в норме и патологии, психологии труда, кибернетики и др.

•Н.А.Бернштейн. Физиология движений и активность.
М.: Наука, 1990. С. 373-392.

Первое руководство "Общая биомеханика" было издано Н.А. Бернштейном в 1926 г.

Процессы биологической подвижности

Сокращение:

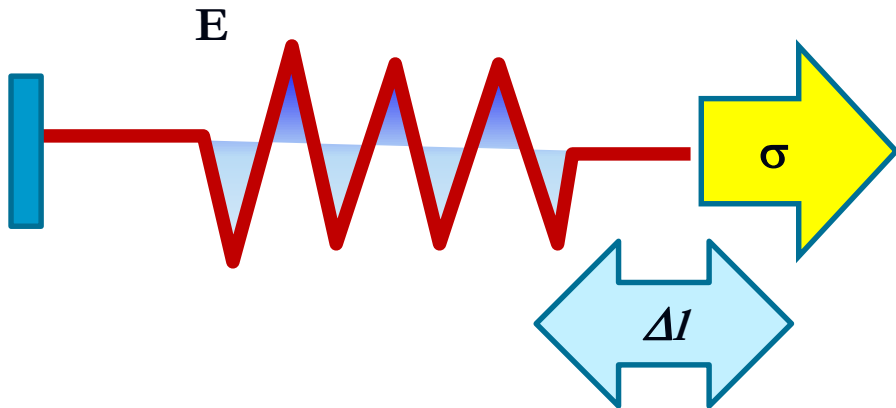
- сокращение мышц у животных
- движение ресничек и жгутиков у одноклеточных
- движение листьев и лепестков у растений
- движение хромосом в клетках при делении

Биохимические процессы (молекулярные машины):

- Синтез АТФ
 - Ионные помпы
-
-
-
-
-
-

Идеально упругая пружина -упругая деформация возникает и исчезает
одновременно с нагрузкой

Процесс деформации происходит мгновенно



Подчиняется закону Гука

$$\frac{\Delta l}{l} = \varepsilon = \sigma E$$

ε – деформация (смещение)

σ – механическое напряжение

E - модуль Юнга - зависит от природы вещества:

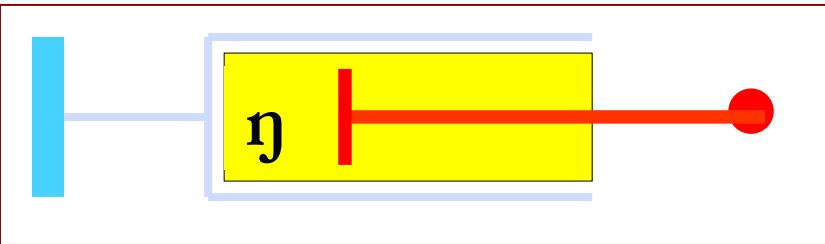
- в общем случае зависит от величины деформации
 - считается постоянным при малых нагрузках
-
-
-

Модуль упругости (модуль Юнга) некоторых материалов

Материал	Модуль Юнга E, Па
Эластин	10^5-10^6
Коллаген	10^7-10^8
Мембрана эритроцита	4×10^7
Клетки гладких мышц	10^4
Мышца в покое	9×10^5
Кость	2×10^5
Сухожилие	$1,6-10^8$
Нерв	$18,5 \times 10^6$
Вена	$8,5 \times 10^5$
Артерия	5×10^4

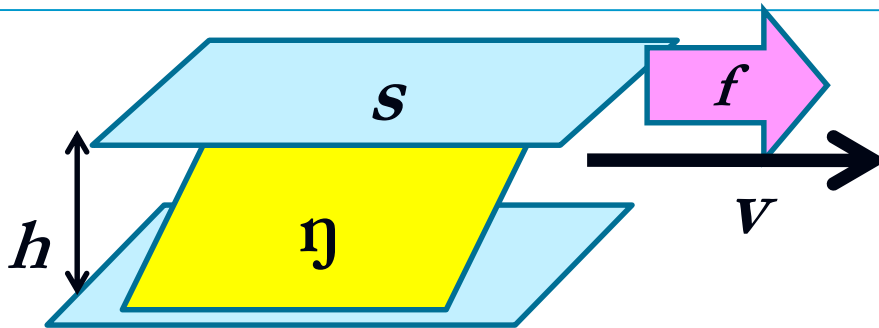
2. Вязкая деформация

Чисто вязкостный элемент



$$\Delta l = \frac{f(t) * l_0}{\eta s} t$$

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt}$$



$$f = \eta \frac{sv}{h}$$

(НЬЮТОН)

Вязкость η - сила на единицу площади, необходимая для создания единичного градиента скорости параллельных плоскостей в жидкости

Размерность:

- в системе СГС – пуаз – дин сек/см².
- в системе СИ – ньютон сек/м²

Вязкость воды при 20°C равна 0.01 пуаз.



Вязкость

Определение вязкости важно в изучении свойств биоматериалов, поскольку состав жидкости, а именно, большое количество растворенных биополимеров увеличивает вязкость среды зависимо от их концентрации, размеров и строения .

Вязкость жидкости отражает сопротивление потоку

Движение одного слоя жидкости вызывает движение другого. Если взять более вязкую жидкость – то для того, чтобы обеспечить ту же скорость потока необходимо приложить большую силу. Количественное описание этой зависимости было найдено Ньютоном. Для двух параллельных плоскостей с площадью S , находящихся на расстоянии h и движущихся со скоростью v относительно друг друга, сила, необходимая для поддержания этой скорости будет равна

$$f = \eta \frac{sv}{h}$$

Коэффициент пропорциональности η называется вязкостью. Т.е. вязкость η определяется как сила на единицу площади, необходимая для создания единичного градиента скорости параллельных плоскостей в жидкости.

Единица измерения вязкости в системе СГС – пуаз, равна дин сек/см².

В системе СИ – ньютон сек/м²

Вязкость воды при 20°С равна 0.01 пуаз.

Факторы, определяющие вязкость

- сила взаимодействий между слоями
- линейные размеры области, где эти взаимодействия возможны

Такой биоматериал, как клеточный экстракт обладает очень высокой вязкостью, поскольку представляет собой разветвленную сеть макромолекул, тянущихся по всей длине компартментов, и во взаимодействия вовлечены молекулы, расположенные достаточно далеко друг от друга, т.е. в слоях с разной скоростью потока. Исходя из этого, вязкость растет с увеличением не только концентрации полимеров, но и с их размерами.

Количественное описание зависимости вязкости от концентрации и размеров частиц дано Эйнштейном.

Для сфер, занимающих долю φ раствора отношение вязкостей раствора и растворителя (η_0) равно

$$\eta = \eta_0 \left(1 + \frac{5}{2} \varphi\right)$$

Объем фракции ($\varphi = \text{объем макромолекул} / \text{объем раствора}$) можно выразить как объем, занимаемый 1 граммом гидратированного полимера (v_h) к весовой концентрации полимера ($c_2 = \text{вес полимера} / \text{объем раствора}$):

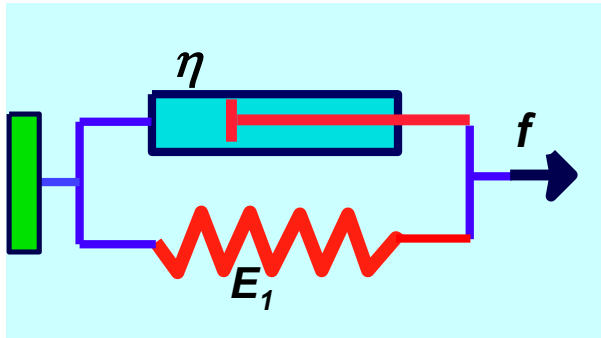
$$\frac{\eta - \eta_0}{\eta_0 c_2} = \frac{5}{2} v_h$$

Вязкость измеряют при разных концентрациях полимера и экстраполируют к нулевой концентрации ($c_2 = 0$, intrinsic viscosity $[\eta]$):

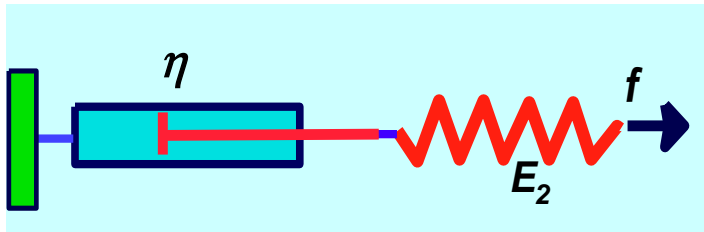
$$[\eta] \equiv \lim_{c_2 \rightarrow 0} \frac{\eta - \eta_0}{\eta_0 c_2} = \frac{5}{2} v_h$$

Для несферических молекул поправочный коэффициент больше, чем 5/2.

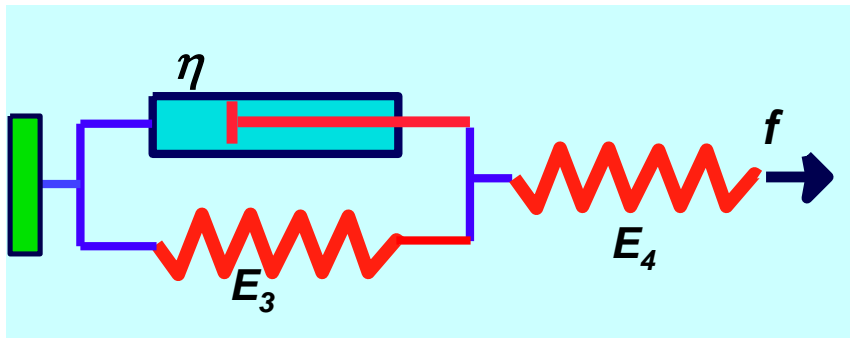
Модели тканей – сочетание идеально упругих и вязких элементов



Тело Фойгта (Войта) – система параллельно соединенных упругого и вязкого элементов



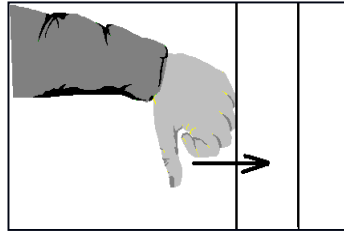
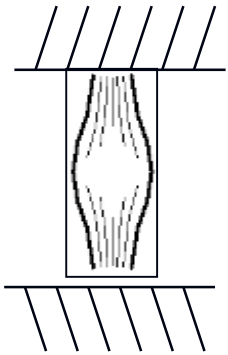
Тело Максвелла – система последовательно соединенных упругого и вязкого элементов



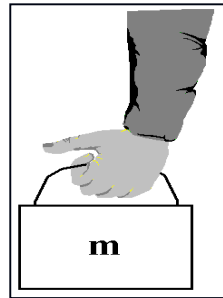
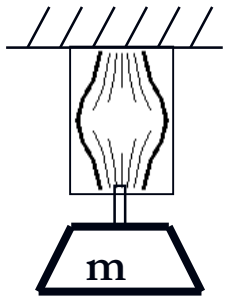
Тело Фойгта (Войта) – с последовательно соединенным упругим элементом



Режимы измерения механических свойств тканей

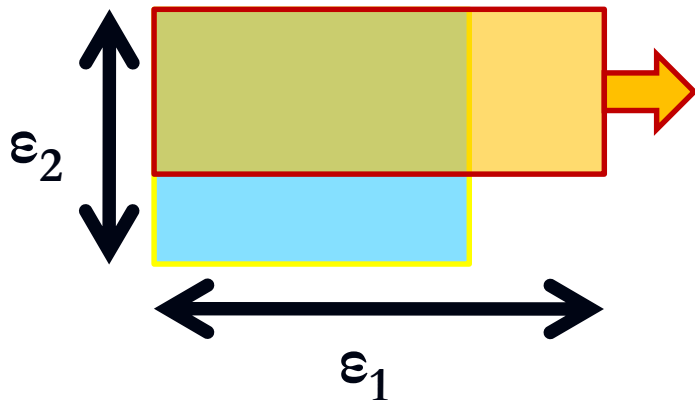


Изометрический - подбирается такая нагрузка, при которой длина ткани постоянна



Изотонический – при постоянной нагрузке (напряжении)

Коэффициент Пуассона =



$$\nu = \epsilon_2 / \epsilon_1$$

Для каждого материала отношение поперечной и продольной деформации есть величина постоянная, отрицательная по знаку

Закон Лапласа

- зависимость перепада гидростатического давления Δp на поверхности раздела двух фаз (жидкость - жидкость, жидкость - газ или пар) от межфазного поверхностного натяжения σ и средней кривизны поверхности ε в рассматриваемой точке:

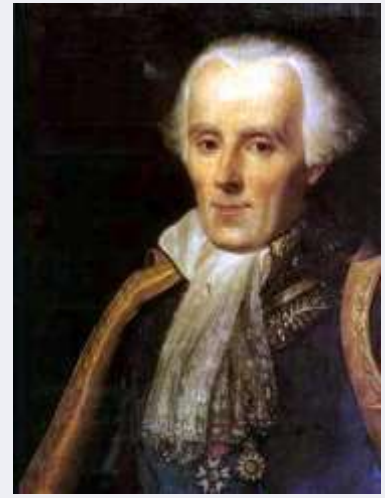
$$\Delta p = p_1 - p_2 = \varepsilon \sigma,$$

- где p_1 - давление с вогнутой стороны поверхности,
- p_2 - с выпуклой стороны,

$$\varepsilon = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2}$$

- R_1 и R_2 — радиусы кривизны двух взаимно перпендикулярных нормальных сечений поверхности в данной точке.

- Закон установлен в 1806 г. П.Лапласом
- Определяет величину капиллярного давления
- Позволяет записать условия механического равновесия для подвижных (жидких) поверхностей раздела



Пьер Симон
маркиз де Лаплас

Давление в альвеолах

Работа за счёт силы поверхностного натяжения

$$dW = \sigma dS$$

$$= \sigma d(4\pi r^2)$$

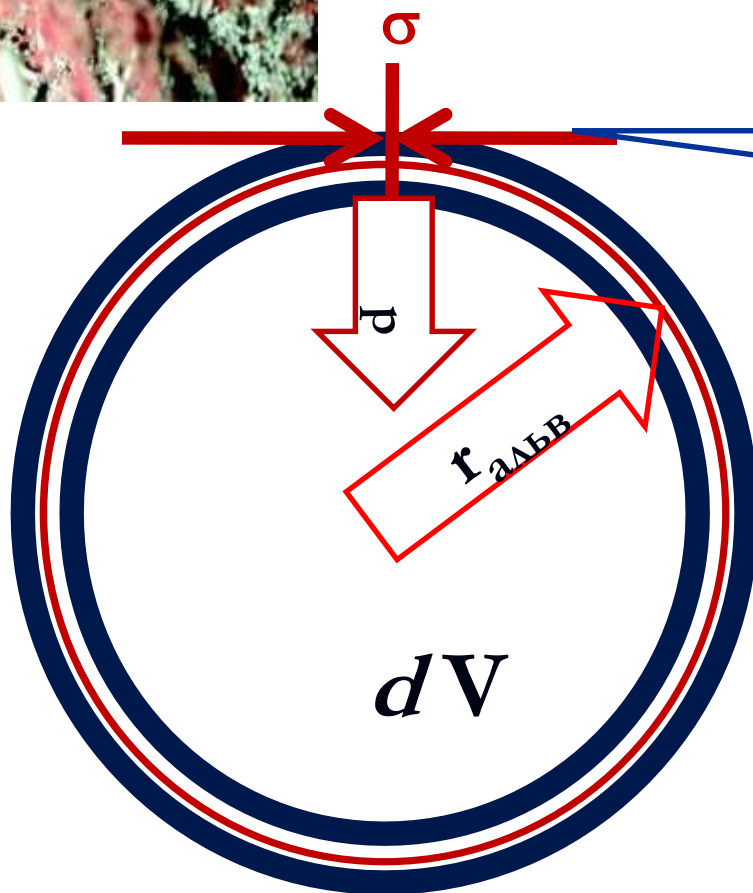
$$= \sigma 8\pi r dr$$

Изменение объёма газа

$$dW = p dV$$

$$= p d\left(\frac{4}{3}\pi r^3\right)$$

$$= p 4\pi r^2 dr$$



Площадь $S=4\pi r^2$

Объём $V=\frac{4}{3}\pi r^3$

$$p_{\text{альв}} = \frac{2 * \sigma_{\text{альв}}}{r_{\text{альв}}}$$

Диаграммы растяжения изолированных легких человека

Вокруг легкого на несколько секунд создается определённое давление и измеряется легочный объем. Полученная кривая нелинейна : при высоких давлениях она понижается постепенно. Кривые для раздувания и спадения легких неодинаковы, это явление называется ГИСТЕРЕЗИСОМ.

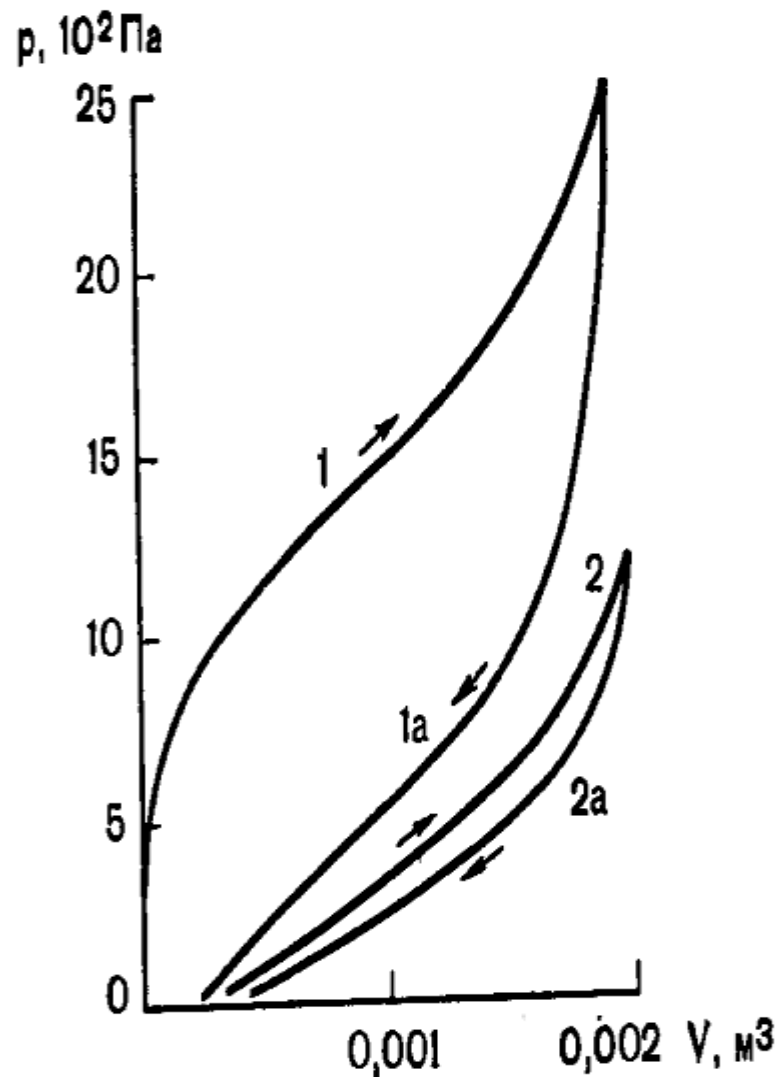
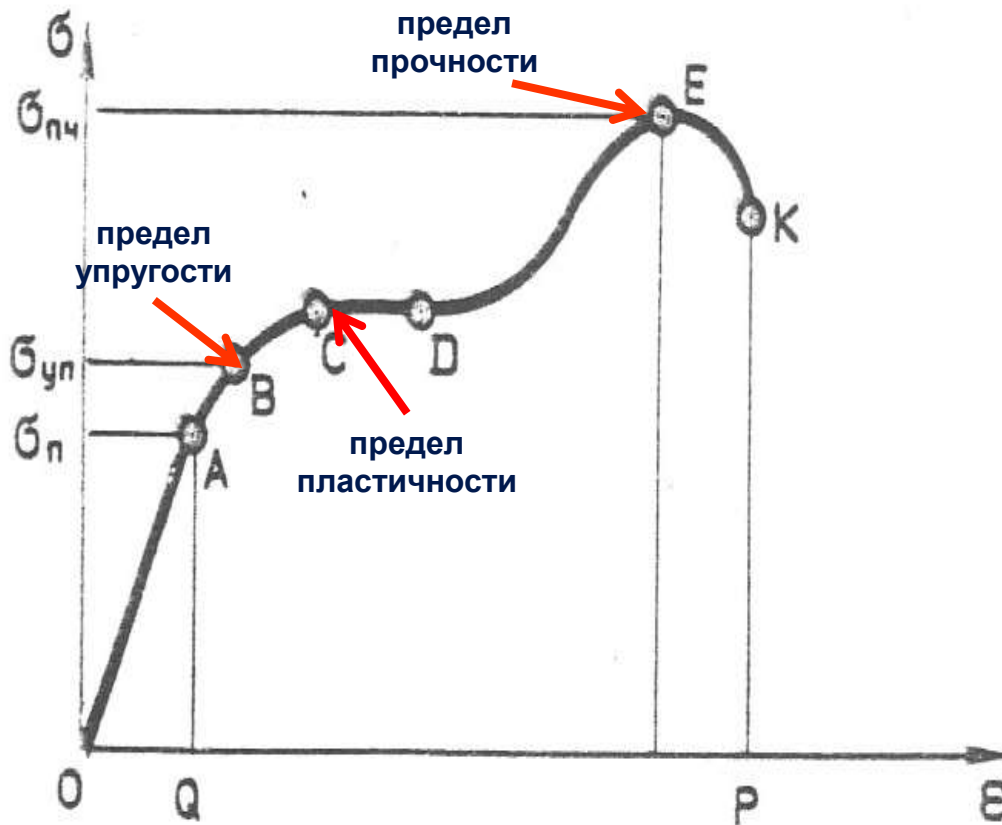


Диаграмма растяжения



- OAB – область упругих деформаций
- BC – область пластических деформаций
- CD – область текучести
- DE – с увеличением нагрузки удлинение быстро начинает возрастать
- EK – разрушение образца

Литература

• *Антонов В.Ф.* Биофизика. – М., 1999

Владимиров Ю.А. Биофизика. – М., 1983 , стр.193 - 212

Факультативно

• *Глазер Р.* Очерк основ биомеханики, пер. с нем., М., 1988

• *Медицинская биомеханика*, под ред. А. Каппоццио и В.К. Калнберза, т. 1-4, Рига, 1986;

• *Проблемы прочности в биомеханике*, под ред. И.Ф. Образцова, М., 1988.

Работа дыхания

затрачивается на преодоление

общего легочного сопротивления (ОЛС), которое складывается из:

Эластического (статического)
сопротивления дыханию.

Эластические силы, развиваемые легкими и грудной клеткой, зависят от их объемов, а не скорости изменения этих объемов – это *статические* силы :

Энергетически более выгодно дыхание с отклонениями около
уровня спокойного дыхания

(после почти максимального вдоха - *сильно расширены* - и после почти максимального выдоха - *сильно сокращены* - *растяжимость легких очень мала.*

Составляет около 80% ОЛС.

Большой вклад – поверхностное натяжение альвеолярных стенок.

Влияют факторы: размеры, разрастание соединительной ткани, кровенаполнение, гравитационное поле.

Неэластического (динамического)
сопротивления дыханию:

1. Вязкое сопротивление, или *трение тканей дыхательного аппарата*, связанное с движением его частей (плевра, суставы);

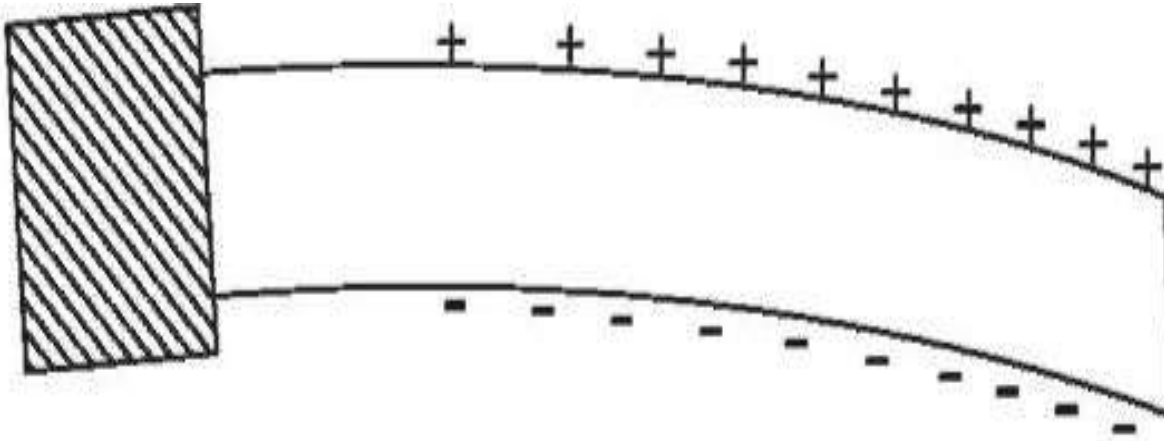
2. Сопротивление движению
воздуха в воздухоносных путях, которое обусловлено *трением частиц воздуха* между собой и между ними и поверхностью воздухоносных путей – аэродинамическое сопротивление.

Составляет около 20% ОЛС.

Пьезоэлектрический эффект кости

1. **Растяжение кости** вызывает в костных пластинках положительный электрический заряд – активизируются остеокласты, они резорбируют костную ткань и через определенное время активизируют остеобласты
2. **Сжатие кости** вызывает отрицательный заряд – активизируются остеобласты, образующие костную ткань
3. **Отсутствие физической нагрузки** (нулевой потенциал) стимулирует остеокласты и выведение солей из кости.

Механическая деформация костей, сопровождающаяся пьезоэлектрическим эффектом



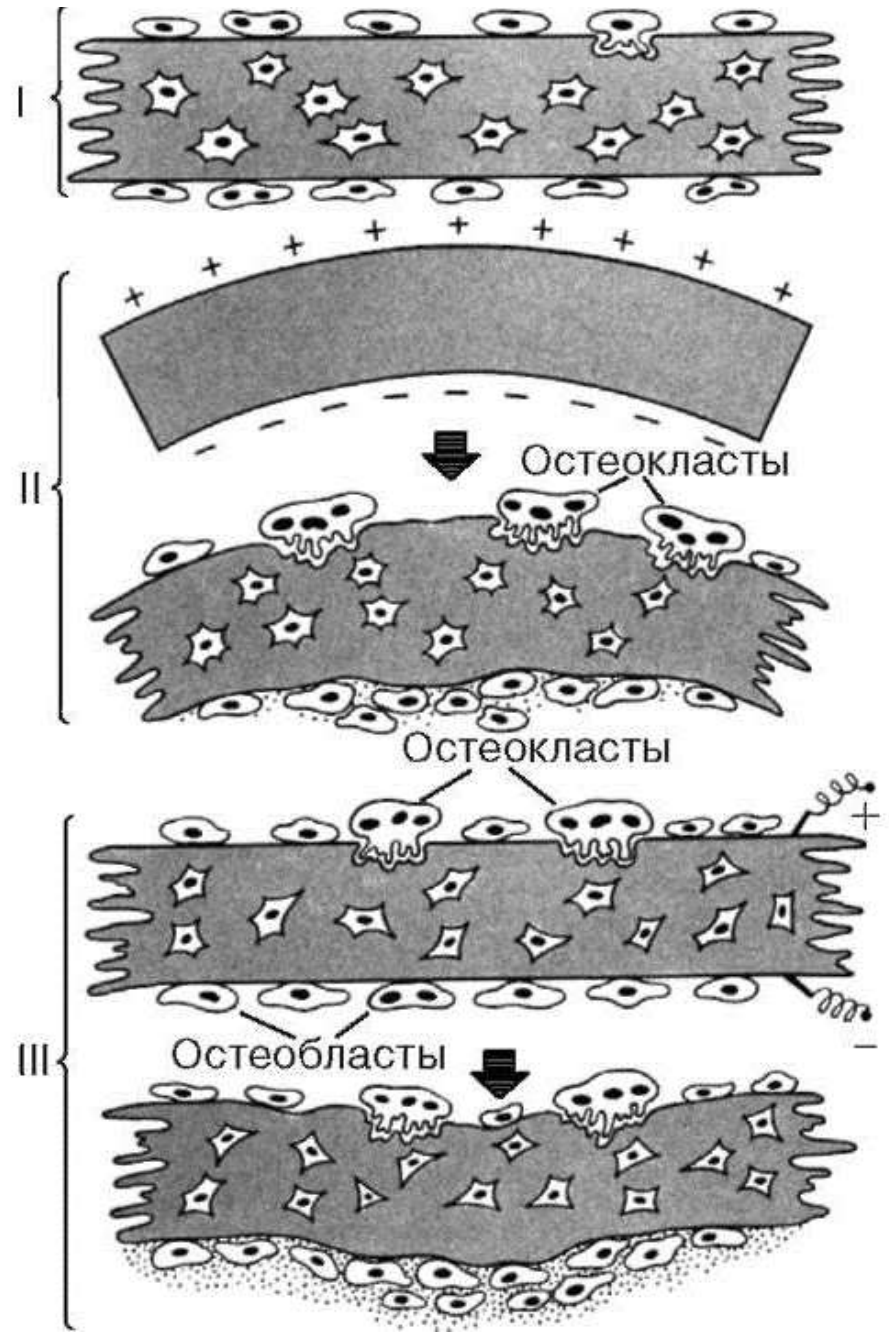
При изгибе образца кости в виде пластинки возникает разность электрических потенциалов со знаком «плюс» на выпуклой стороне.

Эта разность потенциалов в интервале упругих деформаций пропорциональна величине механического напряжения.

Строение костной перекладины

Активация остеокластов
и остеобластов при
растяжении и сжатии
перекладины

Искусственное создание
разности потенциалов



Механические свойства тканей животных и человека обусловлены в значительной степени следующими биополимерами:

- **коллагеном;**
- **эластином;**
- **гликозаминогликанами;**
- **гликопротеинами;**
- **растворимыми протеинами.**

Во внеклеточной среде коллаген и эластин образуют волокна, а остальные биополимеры — основное вещество соединительной ткани.

**Коллагеновые волокна могут растягиваться на 10—20%;
Эластиновые волокна могут растягиваться до 200%;**

- **в пластинчатой костной ткани, из которой построено большинство плоских и трубчатых костей скелета, коллагеновые волокна имеют строго ориентированное направление: продольное — в центральной части пластинок, поперечное и под углом — в периферической.**

Поперечно ориентированные коллагеновые волокна могут вплетаться в промежуточные слои между костными пластинками, благодаря чему достигается прочность костной ткани.

- **В сухожилиях коллаген образует плотные параллельные волокна, которые дают возможность этим структурам выдерживать большие механические нагрузки;**
- **В хрящевом матриксе коллаген образует фибриллярную сеть, которая придает хрящу прочность;**
- **В роговице глаза коллаген участвует в образовании гексогональных решёток десцементовых мембран, что обеспечивает прозрачность роговицы, а также участие этих структур в преломлении световых лучей;**

- **В дерме фибриллы коллагена ориентированы таким образом, что формируют сеть, особенно хорошо развитую в участках кожи, которые испытывают сильное давление (кожа подошв, локтей, ладоней), а в заживающей ране они агрегированы весьма хаотично.**

Эластические волокна имеют модуль Юнга от 10^5 до 10^7 Па и способны растягиваться более чем в 2 раза, т. е. на 200%

- **Основное вещество соединительной ткани**
образовано гликопротеинами и гликозаминогликанами.
- Оно имеет очень невысокий модуль Юнга, относится к вязким средам и выполняет три биомеханические функции:
 - перераспределение нагрузки между волокнами;
 - эффективную изоляцию отдельных волокон, что предотвращает распространение разрывов при их локальном возникновении;
 - уменьшение трения при распрямлении коллагеновых волокон.

Костная ткань

• 2/3 массы компактной костной ткани составляет неорганический материал - гидроксипатит $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$, в форме микроскопических кристалликов

• в остальном кость состоит из органического материала, главным образом коллагена (высокомолекулярное соединение, волокнистый белок, обладающий высокой эластичностью)

У человека 50% всего коллагена содержится в костях, где он составляет 90% органического матрикса.

Вторая половина сосредоточена в соединительной ткани, хряще, стенках сосудов, базальных мембранах многомембранных систем и т. д

**модуль Юнга около 10 ГПа, предел прочности 100 МПа.
совпадает с данными для капрона, армированного стеклом**

плотность костной ткани 2400 кг/м³

Бедренная кость в вертикальном положении выдерживает нагрузку до 1,5т, а большая берцовая до 1,8т. (это в 20 – 30 раз больше веса нормального человека)

- При различных способах деформирования кость ведет себя по-разному.
- Прочность на сжатие выше, чем на растяжение или изгиб.
- Так, бедренная кость в продольном направлении выдерживает нагрузку 45 000 Н, а при изгибе - 2500 Н.

Кожа

СОСТОИТ ИЗ ВОЛОКОН КОЛЛАГЕНА И ЭЛАСТИНА (ТАК ЖЕ КАК И КОЛЛАГЕН, ВОЛОКНИСТЫЙ БЕЛОК) И ОСНОВНОЙ ТКАНИ — МАТРИЦЫ

КОЛЛАГЕН СОСТАВЛЯЕТ ОКОЛО 75% СУХОЙ МАССЫ,
А ЭЛАСТИН — ОКОЛО 4%

Материал	Модуль упругости, ГПа	Предел прочности, МПа
Коллаген	10—100	100
Эластин	0,1—0,6	5

КОЖА ЯВЛЯЕТСЯ ВЯЗКОУПРУГИМ МАТЕРИАЛОМ С
ВЫСОКОЭЛАСТИЧЕСКИМИ СВОЙСТВАМИ

Мышцы

соединительная ткань, состоящая из волокон коллагена и эластина

механические свойства мышц подобны механическим свойствам полимеров

Мышцы по строению делятся на два вида:

- гладкие мышцы (кишечник, стенки сосудов, желудка, мочевого пузыря)**
- скелетные (мышцы сердца, мышцы, крепящиеся к костям и обеспечивающие движение головы, туловища, конечностей).**

Экзаменационные вопросы

1. Биомеханические модели тканей. Чисто упругий элемент, его свойства. Вязкостный элемент, его свойства.
2. Биомеханические модели тканей. Тело Фойгта. Тело Максвелла.
3. Биомеханические модели тканей. Сочетания упругих и вязкостных элементов.
4. Механические свойства костей.
5. Вязкостные и упругие свойства гладких мышц.
6. Вязкостные и упругие свойства скелетных мышц.
7. Механические процессы в легких. Силы, определяющие упругие свойства легких. Уравнение Лапласа. P-V – диаграммы.
8. Механические процессы в легких. Гистерезис сжатия растяжения. Работа выдоха.